

⑫特許公報(B2) 昭58-1504

⑪Int.Cl.³
H 01 J 35/08識別記号 庁内整理番号
7301-5C

⑭公告 昭和58年(1983)1月11日

発明の数 1

(全6頁)

1

2

⑮X線管のモリブデン合金ターゲット

⑯特 願 昭48-122982

⑰出 願 昭48(1973)11月2日

(前置審査に係属中)

⑱公 開 昭49-96690

⑲昭49(1974)9月12日

優先権主張 ⑳1972年11月2日㉑米国(US)

㉒303015

㉓発 明 者 ロバート・ユージェン・ヒュッシー
アメリカ合衆国ウイソコンシン州
ハルズ・コーナース・サウス111
番ストリート5280番㉔発 明 者 フランク・バーンスタイン
アメリカ合衆国ウイソコンシン州
ミルウォーキー・ノース・サンタ
モニカ・ブルグアード6135番
㉕出 願 人 ゼネラル・エレクトリック・カン
パニー
アメリカ合衆国12305 ニューヨ
ーク州スケネクタディ・リバーロー
ド1番

㉖代 理 人 弁理士 生沼徳二

㉗引用文献

特 公 昭44-11255(JP, B1)

㉘特許請求の範囲

1 少なくともターゲットが約95〜約65%の
モリブデンと約5〜約35%のタングステンとの
合金から成ることを特徴とするX線管用陽極。

発明の詳細な説明

本発明は乳房X線撮像法に関するものである。
更に詳しく言えば、本発明は乳房X線撮影用のX
線管およびその陽極に関する。女性の乳房を人体の他の部分と比較した場合、
X線が透過する組織の量は一般に著しく少ない。乳房には骨が存在しないため、骨組織に対して要
求されるほどの高エネルギービームを用いて乳房
を透過撮影することは不要であるばかりか、望ま
しくないとさえ言える。それ故、診断用乳房X線
5 撮影法の分野では、通常の診断用X線技術の場合
よりも低い管電圧を使出することが一般に望まし
い。低いエネルギーを使用すれば脂肪と軟組織
との間のコントラストが大きくなるわけであつて、
かかるコントラストこそ最良の乳房X線写真にと
10 つて必要とされるものである。大抵の医学診断用X線技術においては、大線量
の「硬い」X線(すなわち「軟らかい」X線より
も透過力の大きいX線)が使用される。このよう
な用途にとつては、主として大きい原子番号およ
15 び高い融点を有することから見て、タングステン
が理想的な陽極ターゲットである。しかるに、か
かる「硬い」X線を発生させかつタングステン固
有のK α およびK β 線を励起するためには最低
70kVの管電圧が要求される。20 また、特殊な医学診断技術としての乳房X線撮
影法は特別の露光技術、露光時間およびX線フイ
ルムの優れた画質や細部描写を必要とする。しか
るに硬いX線を使用すると、コントラストが著し
く低下するため、露光されたフィルムの診断学的
25 価値は激減する。ところで、大抵の金属や物質に関する連続およ
び固有X線スペクトルは公知である。ターゲット
物質の固有X線は、ある最小管電圧に到達して初
めて励起される。固有X線スペクトルを発生させ
るために必要な管電圧は、金属の原子番号に応じ
て規則正しく変化する。それによれば、タングス
テン固有のK α 線に比べ、モリブデン固有のK α
線は最低20kVの管電圧下で励起されるのである。35 このように、モリブデンを使用すれば、タング
ステンでは得られない強い固有X線が低い管電圧
下において得られることになる。従つて、乳房X
線撮像法に関しては、タングステンの代りにモリ

3

ブデンを使用した方が明らかに有利であることが容易に理解されよう。

乳房X線撮影技術に従えば、曝射1回当りのミリアンペア秒(mAs)値を比較的大きくすることが一般に必要とされる。乳房の大きさに応じ、使用されるmAs値は約数百から1千以上にまでわたり得る。このようにmAs値が大きいことを考慮した場合、患者に対する曝射時間をできるだけ短かく保つためには、X線管を最大電流下で動作させることが一般に最も望ましいわけである。

乳房X線撮影法において使用されるmAs値が大きいと、モリブデンターゲットの電子衝撃面には激しい機械的応力が加わる。かかる機械的応力はターゲットの焦点領域の表面破壊をもたらす。このようにしてターゲット表面の歪みが生じると、X線出力の強度は顕著に低下する。なぜなら、ターゲット表面が粗雑な場合と平滑な場合とを比べれば、X線光子がターゲットから脱出する確率は前者の方が顕著に小さいからである。タングステンターゲットに比べ、モリブデンターゲットはかかる焦点領域の表面破壊を一層受け易い。

X線管のターゲットなどに関する表面破壊の問題を解決するため、冶金技術者達は各種の手段を試みてきた。たとえば、ホランドおよびヒュッセン(Holland & Hueschen)の米国特許第3650846号明細書中には、耐火性金属の結晶粒組織を再構成するための方法が記載されている。それによれば、延性-脆性転移温度が低下し、従つて大きいmAs値の使用に起因するような機械的応力下における表面破壊の傾向が減少するのである。

乳房X線撮影法に関してモリブデンターゲットの使用がもたらす利益を考えた場合、モリブデンターゲットの有効寿命を延長するための追加技術が開発されれば当業技術は大きな進歩を成し遂げることになる。

従つて本発明の主たる目的は、実質的にモリブデンから成りかつ高エネルギー電子の衝撃による機械的応力への抵抗性の点で優れた特性を有するX線管用ターゲットを提供することにある。更に詳しく言えば、かかるターゲットはモリブデンとタングステンとの合金から成る。低電圧技術に従つて使用された場合、かかる合金はモリブデンの連続および固有X線スペクトルを発生する。しかるに純粋なモリブデンと比較すると、意外にも、

4

かかる合金は低温延性、熱疲労抵抗性および高温強度の点で改善された特性を有するのである。

また、モリブデンとタングステンとの合金から成るX線管用陽極を提供することも本発明の目的の1つである。かかる合金は、常温および高温下において純粋なモリブデンよりも優れた強度を有する固溶体である。その結晶粒度は純粋なモリブデンに比べて小さく、また固溶体中の原子は短範囲規則格子ではなくてクラスターを形成している。

乳房X線撮影法において要求される曝射が比較的長いことから見れば、固溶体の強化とりわけ高温下における固溶体の強化は重要である。かかる強化の結果、陽極は高エネルギー電子の衝撃を受けた際の高度の熱疲労に対して一層大きな抵抗性を示すことになる。

結晶粒度の低下は延性-脆性転移温度の低下をもたらす。その結果、電子ビームが低温の陽極ターゲットを最初に衝撃する際の常温またはそれ以上の温度においては、大きな延性が得られることになる。なお、延性-脆性転移温度の説明については、1972年3月21日付けの米国特許第3650846号明細書を参照されたい。結局、延性-脆性転移温度が低下すれば、陽極とりわけターゲットの表面破壊は顕著に減少することになる。脆性破壊がX線出力の強度の非常な低下をもたらすことを考えると、その抑制は極めて望ましいわけである。

原子のクラスター形成は短範囲規則格子の形成よりも望ましい。なぜなら、その場合の合金は溶質強化および転位移動度の改善によつて高温下における強度の増大を示す一方、溶質のクラスター形成が母体から間隙元素を除去するため低温下における延性の増大をも示すからである。なお延性の増大は、延性-脆性転移温度を急激に上昇させることの知られている結晶粒内の間隙元素(とりわけ炭素および酸素)が減少したことに直接起因するものである。

更にまた、露出したターゲット領域を有する金属製回転陽極体およびかかるターゲット領域を衝撃してX線を発生させるための電子ビームを供給する電子ビーム手段を含有するものにおいて、かかる陽極体が上記の合金から成る点で改良された乳房X線撮影用のX線管を提供することも本発明の目的の1つである。

更にまた、上記の改良を安価かつ経済的に実現することも本発明の目的の1つである。

さて本発明に従えば、上記およびその他の目的は約95～約65%のモリブデンと約5～約35%のタングステンとの合金から成るX線管用陽極を提供することによつて達成される。本発明の特に好適な実施態様によれば、本発明に従つて使用される合金は約70%のモリブデンと約30%のタングステンとから本質的に成る。かかる合金は当業界において公知の標準的な方法に従つて調製すればよいわけで、その方法が本発明の一部を構成することはない。

とは言え、陽極全体がモリブデン-タングステン合金から作られている必要はない。たとえば回転陽極の場合、少なくともターゲット領域ないし焦点領域は上記の合金から本質的に成ることが必要だが、基部はその他適宜の物質（たとえばタングステンやモリブデンなど）から成り得る。なお、X線管用陽極の製造方法は当業界において公知であつて、そのために特別の技巧は必要でない。

本発明の別の実施態様によれば、露出したターゲット領域を有する金属製回転陽極体およびかかるターゲット領域を衝撃して乳房X線撮影に適したX線を発生させるための電子ビームを供給する電子ビーム手段（たとえば陰極）を含有する乳房X線撮影用のX線管も提供される。本発明に従えば、かかる陽極体または少なくともそのターゲット領域は約95～約65%のモリブデンと約5～約35%のタングステンとの合金から成る。特に好適な実施態様によれば、かかる合金は約70%のモリブデンと約30%のタングステンとから本質的に成る。

次に、本発明の実施例が以下に示される。

実施例 1

乳房X線撮影用のX線を得るため、先ず、純粋なモリブデンのターゲットが電子ビームによつて継続的に衝撃された。その際の管電圧は40kVp、管電流は300mA、そして曝射時間は2.5秒であつた。毎分2回の曝射が行なわれ、それによつて毎分60000熱量単位の入力が与えられた。なお毎分の熱量単位(H)とは、寿命試験に際して陽極-陰極間に印加されたピーク管電圧(kVp)、管電流(mA)、曝射時間(s)および毎分の曝射回数(n)の積として定義された値である。従つて、次の関係式が成り立つ。

$$H = (kVp)(mA)(s)(n)$$

次いで、70%のモリブデンと30%のタングステンとから本質的に成るモリブデン-タングステン合金のターゲットが同じ条件下で衝撃された。

こうして得られたX線出力データは第1図に示されている。それによれば、初期の毎分レントゲン値に対する百分率として表わされたX線管の出力が寿命試験中における曝射回数に対して記点表示されている。なお、いずれの場合のデータも

0.5mmアルミニウム等価フィルターを用いて求められた。なぜなら、いかなる乳房X線撮影法においてもかかるフィルターの使用されるのが普通だからである。

実施例 2

乳房X線撮影用のX線を得るため、先ず、純粋なモリブデンのターゲットが電子ビームによつて継続的に衝撃された。その際の管電圧は40kVp、管電流は300mA、そして曝射時間は2.5秒であつた。毎分1回の曝射が行なわれ、それによつて毎分30000熱量単位の入力が与えられた。

次いで、70%のモリブデンと30%のタングステンとから本質的に成るモリブデン-タングステン合金のターゲットが同じ条件下で衝撃された。

こうして得られたX線出力データは、実施例1の場合と同様にして、第2図に示されている。やはり実施例1の場合と同様、0.5mmアルミニウム等価フィルターが使用された。

第1および2図に示されるごとく、純粋モリブデンターゲットの出力は急速に低下した。毎分60000熱量単位のエネルギー入力の下では(第1図)、純粋モリブデンターゲット(曲線B)の出力が3500回の曝射後に初期X線出力レベルの45%まで低下したのに対し、モリブデン-タングステン合金ターゲット(曲線A)の出力が45%まで低下したのは9500回の曝射後であつた。45%のX線出力レベルに到達すると、モリブデン-タングステン合金ターゲットのひび割れの伝播すなわら表面破壊は停止し、それ以後は20000回の曝射に至るまで有効レベルのX線が発生され続けた。それに対し、純粋モリブデンターゲットの出力は低下し続け、そして20000回の曝射後には初期X線出力レベルの20%しか存在しなかつた。

毎分30000熱量単位のエネルギー入力の下で

7

は(第2図)、当初、純粋モリブデンターゲット(曲線B)の出力は毎分60000熱量単位の場合ほど急速な低下は示さなかつた。とは言え、出力は3600回の曝射後に初期X線出力レベルの60%まで低下し、それ以後も急速に低下し続けた。それに対し、モリブデン-タングステン合金ターゲット(曲線A)の出力が60%まで低下したのは12200回の曝射後であつて、それ以後も有効レベルのX線が発生され続けた。

純粋モリブデンターゲットを綿密に検査したところ、電子ビームの熱応力によつて連続的に生成された微しかつ深い表面破壊が焦点領域に存在することが直ちに明らかとなつた。その場合のX線出力の低下は、表面破壊によつて生じた割れ目の中で発生されたX線がその割れ目の内部で吸収され、そのため患者およびフィルムに到達しないことになる。

更に意外なことには、モリブデンとタングステンの合金化は高温強度を増大させると同時に低温延性を向上させ、そのため乳房X線撮影法における有用性が一層高められることも明らかとなつた。このことは第1および2図を比較すれば判る。毎分30000熱量単位のエネルギー入力を受けた純粋モリブデンターゲットの出力は、毎分60000熱量単位のエネルギー入力を受けた同じターゲットの出力よりも一定の速度で低下した。前者の出力の方が一定の速度で低下したことは、明らかに、曝射間の冷却時間が長い一層大きな応力を受けたことに起因する。事実、毎分30000熱量単位のエネルギー入力を受けたモリブデン-タングステン合金ターゲットの出力も毎分60000熱量単位のエネルギー入力を受けた同じターゲットの出力より当初は急速に低下した。しかし、やがて前者の出力は後者の出力よりも高いレベルに維持されたのであつた。

以上の記載および添付の図面は本発明の好適な実施態様に関するものである。当業者には自明の

8

通り、本発明の利益を達成するためには各種の変形や変更を加え得るのであるから、添付の図面や明細書中の記載によつて本発明が限定されることはない。前記特許請求の範囲がこれら全ての変形や変更を包含することは言うまでもあるまい。

次に、本発明の実施態様を列挙すれば下記の通りである。

1. 前記合金が約70%のモリブデンと約30%のタングステンとから成る、前記特許請求の範囲第1項記載のX線管用陽極。
2. 回転陽極を構成する、前記特許請求の範囲第1項記載のX線管用陽極。
3. 前記回転陽極が約95~約65%のモリブデンと約5~約35%のタングステンとの合金から本質的に成る、前記第2項記載のX線管用陽極。
4. 前記合金が約70%のモリブデンと約30%のタングステンとから本質的に成る、前記第3項記載のX線管用陽極。
5. 前記合金が約70%のモリブデンと約30%のタングステンとから成る、前記特許請求の範囲第2項記載の改良。
6. 前記陽極体が約95~約65%のモリブデンと約5~約35%のタングステンとの合金から本質的に成る、前記特許請求の範囲第2項記載の改良。
7. 前記合金が約70%のモリブデンと約30%のタングステンとから本質的に成る、前記第6項記載の改良。

図面の簡単な説明

第1図は相対単位で表わされたX線管の出力を曝射回数に対して記点表示したグラフ、そして第2図も相対単位で表わされたX線管の出力を曝射回数に対して記点表示したグラフである。

- 35 図中、Aはモリブデン-タングステン合金のターゲットに関する曲線、そしてBは純粋なモリブデンのターゲットに関する曲線を表わす。



